

Amélioration de bridges trans-vissés sur pilotis pour patients totalement édentés

V. BERRY-KROMER, L.-M. FAVOT, M. HABOUSSI, T. BEN ZINEB

Laboratoire d'Energétique et de Mécanique Théorique et Appliquée (LEMTA), CNRS, Nancy Université,
ESSTIN, 2 Rue Jean Lamour 54519 VANDŒUVRE-LES-NANCY

Résumé :

Le travail présenté dans cet article est une étape préliminaire à un programme de recherche plus vaste visant à améliorer les solutions prothétiques proposées aux patients totalement édentés. Les solutions prothétiques concernées sont des bridges trans-vissés sur quatre implants. Un modèle paramétré en CAO (Catia®) d'une mandibule réhabilitée prothétiquement est utilisé. Les calculs par éléments finis sont réalisés sous Abaqus®. Il s'agit d'améliorer le comportement mécanique de la structure mandibule-prothèse, en prenant en compte les données spécifiques de chaque patient (densité osseuse, géométrie du maxillaire, forces occlusales maximales). L'amélioration de la solution prothétique sera réalisée par une optimisation du design et du choix des matériaux, mais également par l'étude des stimulus mécaniques au niveau des tissus osseux péri-implantaires.

Abstract :

The study presented in this paper is the first step of a global research program, whose aim is the improvement of full arch prosthesis screwed on four implants for edentulous patients. A CAD parametric model (Catia®) of the mandible-prosthesis structure is used. Finite element calculations are performed with Abaqus® software. The improvement of the mechanical behaviour of the maxilla-prosthesis structure, according to the patient specific data (bone density and geometry, maximal bite forces), will be performed through an optimization of the choices of the design and of the materials of the prosthesis, and also through the study of the mechanical stimulus induced in the peri-implant bone.

Mots clefs : prothèses dentaires, patients édentés, comportement mécanique, éléments finis

1 Introduction

La thématique de ce travail est l'implantologie en dentisterie. Il s'agit d'améliorer la tenue mécanique d'un système de reconstruction complète de l'arcade dentaire en prothèse fixée pour des patients édentés. Initialement, la solution proposée à ces patients consistait à réhabiliter l'arcade dentaire à l'aide d'un bridge vissé ou scellé sur huit ou dix implants. Pour diminuer le risque chirurgical, éviter de lourdes reconstructions osseuses et réduire le coût, certains chirurgiens-dentistes ont progressivement diminué le nombre d'implants [1], jusqu'à proposer depuis une dizaine d'années un système avec quatre implants uniquement (système « All On Four » développé par le Pr. Paulo Malo [2][3]).

Ce système peut être utilisé dans les cas de résorption osseuse en secteur molaire, lorsque les implants ne peuvent être posés en raison d'un volume osseux trop faible. Les implants sont positionnés en avant du trou mentonnier : deux implants antérieurs sont placés dans les zones canines gauche et droite, deux implants postérieurs sont placés avec une inclinaison d'environ 40° par rapport au plan occlusal avec une émergence au niveau des deuxième prémolaires. Sur ces quatre implants sont ensuite vissées des connexions (multibases) en vue de récupérer les axes et paralléliser les émergences implantaires. Puis une barre, coulée ou usinée en différents matériaux possibles, est trans-vissée et permet la réhabilitation de 12 dents prothétiques (figures 1 et 2). Ce système est séduisant, car il nécessite une chirurgie faiblement invasive avec un minimum de risques (chirurgie et prothèse transitoire réalisables en 4 heures); il est en outre perçu par le

patient comme une réelle économie d'argent (4 implants au lieu de 8 à 10). Cependant, plusieurs cas de ruptures précoces ont été rapportés dans la littérature [4] ; de récentes analyses par voie numérique ont montré que le design actuel de la prothèse ne garantissait pas la fiabilité mécanique de tous ses constituants [5][6][7] ; enfin, la communauté scientifique s'interroge sur l'opportunité d'utiliser des implants inclinés, qui peuvent affecter la distribution des contraintes dans l'os et provoquer à terme une résorption osseuse et un défaut d'ostéointégration [8][9]. Il devient donc nécessaire d'optimiser ce concept.



FIG. 1 – Positionnement des 4 implants.



FIG. 2 – Barre trans-vissée sur les 4 implants.

L'étude présentée dans ce papier est une étape préliminaire à un programme de recherche plus vaste visant à améliorer le comportement mécanique de la structure mandibule-prothèse, en tenant compte des données spécifiques du patient (géométrie mandibulaire, densité osseuse, forces occlusales maximales). Cet objectif sera atteint grâce à une optimisation du design et des choix des matériaux constituant la prothèse ; en outre, une analyse fine des stimuli mécaniques (état de contrainte ou de déformation) induits dans les tissus osseux péri-implantaires sera effectuée, afin de vérifier qu'ils restent dans des limites physiologiquement acceptables, de sorte à prévenir les péri-implantites et, à terme, l'échec de la réhabilitation prothétique.

2 Méthodes

2.1 Modèle CAO

La première partie du travail a consisté en la préparation d'un modèle CAO paramétré de la structure mandibule-prothèse, afin d'obtenir un modèle spécifique pour chaque patient. La géométrie de la mandibule édentée est obtenue par scanner ou accutomographie et transférée dans le logiciel CATIA® (Dassault Systèmes).

La prothèse est constituée par l'assemblage de 4 structures de base : la barre, les implants, les vis et les multibases (qui peuvent être droites ou inclinées). Les dents artificielles et la fausse gencive ne sont pas prises en considération. La sous-structure « implant-vis-multibase » est assimilée à une structure parfaite : les contacts et frottements entre les différentes parties sont négligés.

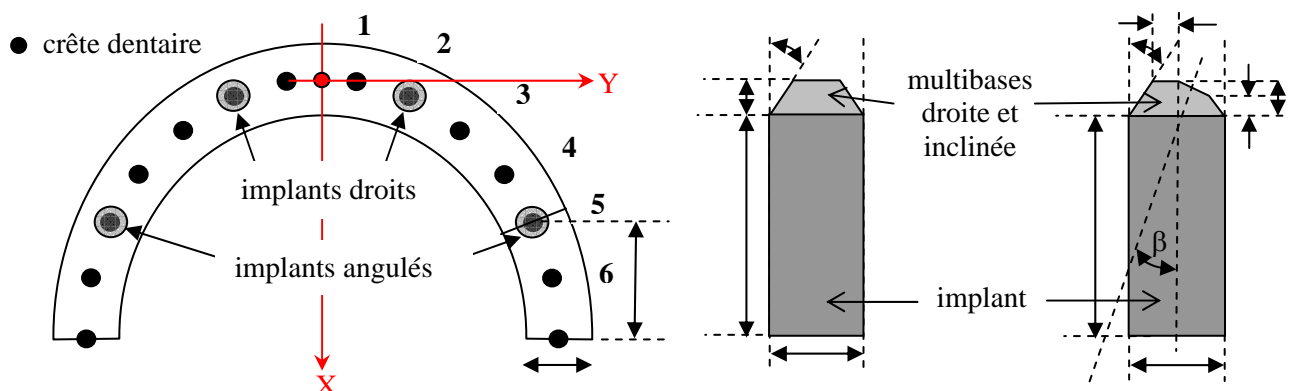


FIG. 3 – Définition des paramètres du modèle CAO de la prothèse.

La géométrie de la barre est définie par 31 paramètres (les coordonnées des crêtes dentaires, l'épaisseur, la largeur et la longueur de la partie « cantilever » de la barre). Les implants droits et inclinés sont définis par 4 et 7 paramètres, respectivement (figure 3). Il y a donc 42 paramètres géométriques au total permettant de générer automatiquement le modèle CAO de la prothèse (figure 4). Le modèle CAO final de la structure mandibule-prothèse est obtenu par opération booléenne entre le modèle de la mandibule et celui de la prothèse (figure 5).

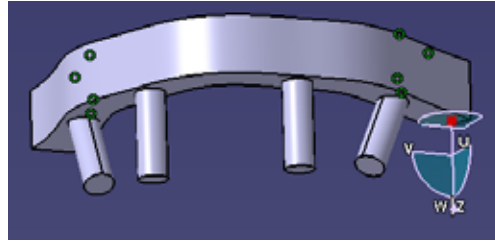


FIG. 4 – Modèle CAO de la prothèse.

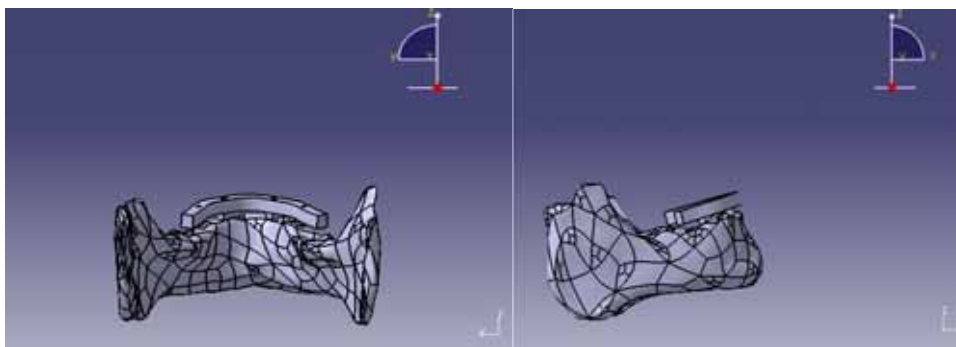


FIG. 5 – Modèle CAO de la mandibule réhabilitée prothétiquement.

2.2 Modélisation par éléments finis

La seconde partie du travail consiste en l'étude des effets des paramètres géométriques et matériels sur le comportement mécanique de la barre et de l'os péri-implantaire. Le modèle CAO est importé sous le logiciel ABAQUS® (Dassault Systèmes) pour la réalisation des simulations par éléments finis. En première approximation, l'os péri-implantaire est considéré comme étant un matériau homogène isotrope élastique linéaire (module d'élasticité $E = 12000$ MPa, coefficient de Poisson $\nu = 0,25$) [10]. Les implants sont en titane. Pour la barre, 4 matériaux sont candidats : le titane, un alliage d'or, un alliage chrome-cobalt et un alliage de titane. Les caractéristiques de ces matériaux figurent dans la table 1.

	E module d'élasticité (MPa)	Coefficient de Poisson ν
Alliage d'or	93000	0,39
Alliage Chrome-Cobalt	203000	0,30
Titane	107000	0,30
Alliage de Titane	109000	0,31

Table 1 – Caractéristiques des matériaux candidats pour la barre.

En première approximation, l'effort occlusal développé durant la mastication est assimilé à une pression uniformément répartie d'intensité résultante égale à 600 N.

Les conditions aux limites sont illustrées sur une demi-mandibule (figure 6 : ½ mandibule droite) :

- à l'endroit le plus éloigné des dents (zone A), sur la face arrière de la mandibule, les noeuds sont bloqués en rotation selon Y pour simuler le serrage des masséters (muscles principaux de la mâchoire)
- sur les mêmes noeuds (zone A) est appliqué un déplacement imposé selon Y de 1 mm sur chaque ½ mandibule (dans le sens des Y positifs pour la ½ mandibule droite et dans le sens des Y négatifs pour la ½ mandibule gauche), afin de reproduire le mouvement d'écartement naturel de la mandibule lors

de la mastication

- sur le haut des condyles (zone B), les degrés de liberté des nœuds sont bloqués en translation et en rotation selon X et Z afin de simuler l'articulation temporo-mandibulaire.

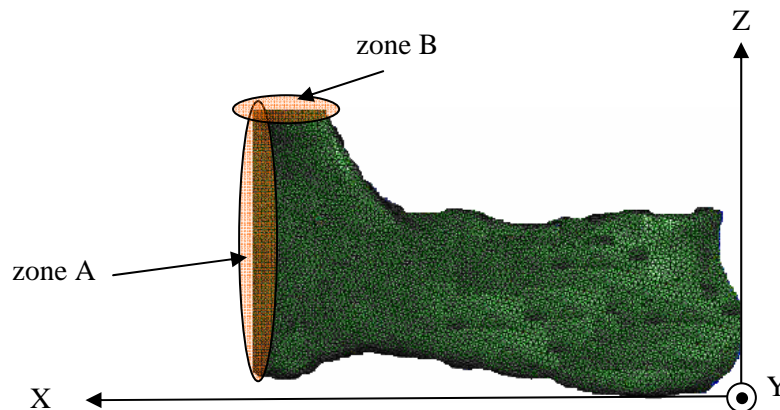


FIG. 6 – Définition des zones d'application des conditions aux limites.

2.3 Objectifs de l'optimisation

La phase d'optimisation, par calcul sous ABAQUS, est conduite sur une géométrie donnée de mandibule (celle du modèle CAO). En conséquence, les coordonnées des crêtes dentaires sont fixées. Les paramètres des implants sont choisis en fonction de données disponibles dans les documents techniques des fournisseurs d'implants (documents Straumann ou Nobel Biocare) et sont donc également fixés, sauf l'inclinaison β (variable entre 25 et 35 °).

Ainsi, il y a 5 paramètres géométriques variables pour la phase d'optimisation :

- la largeur de la barre
- l'épaisseur de la barre
- la longueur de cantilever
- l'inclinaison des implants angulés β
- l'épaisseur entre le plan mandibulaire et la barre

L'optimisation consiste, pour chacun des 4 matériaux envisagés pour la barre, pour le chargement et les conditions aux limites définis précédemment, à donner les combinaisons de 5 variables géométriques permettant :

- de diminuer au maximum les contraintes dans la barre
- d'assurer un niveau de déformation dans l'os compatible avec de bonnes conditions physiologiques ($0,0008 < \varepsilon < 0,004$)

3 Résultats et discussion

Le modèle CAO paramétré est un outil très utile puisqu'il permet de modifier rapidement le design de la prothèse : il permettra à terme d'optimiser la solution prothétique proposée à chaque patient.

Parmi les 5 variables géométriques retenues pour la phase d'optimisation, celles dont l'influence sur le comportement de la prothèse a été étudiée en première intention sont l'épaisseur de la barre et l'inclinaison des implants angulés. A ce stade du projet de recherche, seules quelques simulations ont pu être réalisées.

Comme on pouvait s'y attendre, le niveau des contraintes dans la barre diminue lorsque l'épaisseur augmente. A titre d'exemple, pour une épaisseur de 8 mm, les contraintes de Von Mises maximales sont de 92 MPa, 105 MPa et 160 MPa pour l'alliage d'or, l'alliage de titane ou le titane, et l'alliage chrome-cobalt, respectivement. Le niveau de contrainte dans la barre est très sensible à l'inclinaison des implants angulés. Les résultats obtenus pour les alliages d'or et de chrome-cobalt sont montrés dans le tableau 2.

De nombreuses simulations ultérieures devront être effectuées afin d'étudier beaucoup plus précisément les effets des paramètres géométriques et matériels sur le comportement mécanique de la prothèse, des implants et des tissus osseux environnants. Les contraintes équivalentes de Von Mises ont été utilisées pour quantifier le niveau de contrainte dans la barre (figure 7), car il est raisonnable de considérer que les alliages métalliques ont un comportement équivalent en traction ou en compression. Cette hypothèse n'étant pas

acceptable pour l'os, il sera nécessaire d'analyser les composantes du tenseur des contraintes (ou tout au moins ces invariants). En outre, dans ce travail préliminaire, l'os a été considéré comme étant un matériau isotrope et homogène. Afin de mieux représenter la réalité, il faudra tenir compte de la non-homogénéité du tissu osseux [11][12] (distinction os cortical / os spongieux, avec éventuellement des variations suivant les secteurs dentaires), de sa densité et également de son anisotropie, car ces caractéristiques affectent directement la rigidité de l'os et en conséquence, le comportement de la prothèse.

Contraintes de Von Mises (MPa)	$\beta = 25^\circ$	$\beta = 35^\circ$	$\beta = 40^\circ$
Alliage d'or	100	156	192
Alliage Chrome-Cobalt	177	340	383

Table 2 – Influence de l'inclinaison des implants angulés.

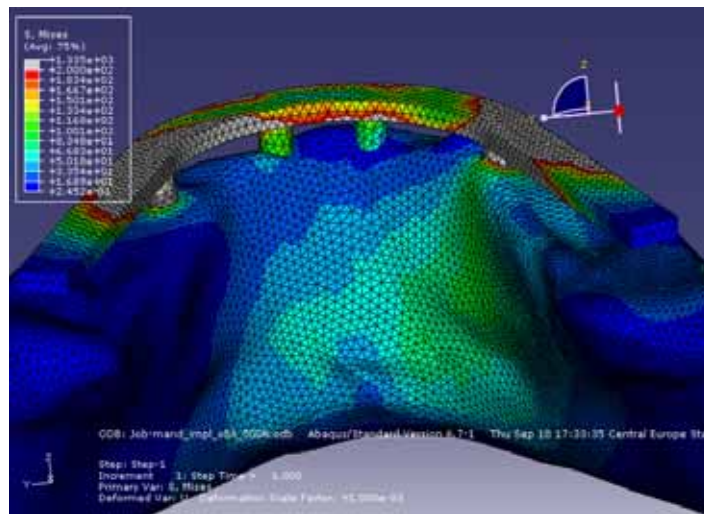


FIG. 7 – Exemple de répartition des contraintes dans la structure prothèse-mandibule.

4 Conclusion

Ce papier présente la méthode globale et les tous premiers résultats d'un programme de recherche visant à l'optimisation des systèmes de bridges trans-vissés sur quatre implants pour patients totalement édentés, en prenant en compte les données spécifiques du patient (géométrie et densité de l'os, forces occlusales maximales). Nous pensons que la personnalisation de la solution prothétique proposée au patient est la seule option pour garantir simultanément la fiabilité de la prothèse et une stabilité du volume osseux.

References

- [1] Stephan G., Noharet R., Mariani P., Choix du concept occlusal chez l'édenté total réhabilité par une prothèse implantaire, *Stratégie prothétique*, 6, 35-46, 2006.
- [2] Malò P., Rangert B. and Nobre M., "All-on-four" immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study, *Clin Implant Dent Relat Res*, 5, 2-9, 2003.
- [3] Malò P., Rangert B. and Nobre M., "All-on-four" immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study, *Clin Implant Dent Relat Res*, 7, 88-94, 2005.
- [4] Agliardi E., Panigatti S., Clericò M., Villa C. and Malò P., Immediate rehabilitation of edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective, *Clin Oral Implant Res*, 21, 459-465, 2010.
- [5] Bonnet A.S., Postaire M. and Lipinski P., Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge - Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position, *Medical Engineering & Physics*, 31, 806-815, 2009.
- [6] Yamily Paez C., Barco T., Roushdy S. and Andres C., Split-frame implant prosthesis designed to

compensate for mandibular flexure: A clinical report, *J. Prosthet. Dent.*, 89, 341-343, 2003.

[7] Larrsson C., Vult von Steyern P. and Nilner K., A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results, *Int J Prosthodont*, 23 (4), 364-369, 2010.

[8] Sasaki K., Matsushita Y., Tsukiyama Y., Esaki D. and Kogano K., Stress analysis of All-on-4 system using a 3-dimensional finite element method, *Prosthodont Res Pract*, 7, 147-149, 2008.

[9] Begg T., Geerts GA. and Gryzagoridis J., Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 (4), 663-671, 2009.

[10] Rho JY., Ashman RB. and Turner CH., Young's modulus of trabecular and cortical bone material, *J. Biomech*, 26, 111-119, 1993.

[11] Reina J.-M., García-Aznar J.-M., Domínguez J., Doblaré M., Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible, *Journal of Biomechanics*, 40, 828-836, 2007.

[12] Ulm C.W., Kneissel M., Hahn M., Solar P., Matejka M., Donath K., Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles, *Clinical Oral Implants Research*, 8, 125-130, 1997.